

H03028305

日本国特許庁

JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office

出願年月日

Date of Application:

2003年 2月28日

出願番号

Application Number:

特願2003-053638

[ST.10/C]:

[JP2003-053638]

出願人

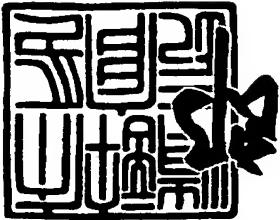
Applicant(s):

日本コーリン株式会社

2003年 5月27日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

太田信一郎



出証番号 出証特2003-3039896

【書類名】 特許願

【整理番号】 NP200137

【あて先】 特許庁長官殿

【発明者】

 【住所又は居所】 愛知県小牧市林 2 0 0 7 番 1 日本コーリン株式会社内

 【氏名】 成松 清幸

【特許出願人】

 【識別番号】 390014362

 【氏名又は名称】 日本コーリン株式会社

【代理人】

 【識別番号】 100085361

 【弁理士】

 【氏名又は名称】 池田 治幸

【手数料の表示】

 【予納台帳番号】 007331

 【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

 【物件名】 明細書 1

 【物件名】 図面 1

 【物件名】 要約書 1

 【包括委任状番号】 9715260

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 脈波伝播速度情報測定装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体の所定の第 1 部位に装着される第 1 カフと、

前記生体の所定の第 2 部位に装着される第 2 カフと、

該第 1 カフの圧迫圧力と第 2 カフの圧迫圧力とを等しい状態に保持しつつ、血圧測定のために、それら第 1 カフの圧迫圧力および第 2 カフの圧迫圧力を徐速変化させるカフ圧制御手段と、

該カフ圧制御手段により前記第 1 カフの圧迫圧力および前記第 2 カフの圧迫圧力が徐速変化させられている過程で該第 1 カフにより検出される第 1 脈波および該第 2 カフにより検出される第 2 脈波の互いに対応する所定部位点間の時間差に基づいて、前記生体内を脈波が伝播する速度に関連する脈波伝播速度情報を算出する脈波伝播速度情報算出手段と

を含むことを特徴とする脈波伝播速度情報測定装置。

【請求項 2】 前記脈波伝播速度情報算出手段は、第 1 カフの圧迫圧力が該第 1 カフ装着部位における血圧と同じ圧力となった時に、該第 1 カフおよび前記第 2 カフによりそれぞれ検出される第 1 脈波および第 2 脈波に基づいて、前記脈波伝播速度情報を算出するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の脈波伝播速度情報測定装置。

【請求項 3】 前記脈波伝播速度情報算出手段は、第 1 カフの圧迫圧力が該第 1 カフ装着部位における最高血圧と同じ圧力となった時に、該第 1 カフおよび前記第 2 カフによりそれぞれ検出される第 1 脈波および第 2 脈波に基づいて、前記脈波伝播速度情報を算出するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の脈波伝播速度情報測定装置。

【請求項 4】 前記脈波伝播速度情報算出手段は、第 1 カフの圧迫圧力が該第 1 カフ装着部位における最低血圧と同じ圧力となった時に、該第 1 カフおよび前記第 2 カフによりそれぞれ検出される第 1 脈波および第 2 脈波に基づいて、前記脈波伝播速度情報を算出するものであることを特徴とする請求項 1 に記載の脈波伝播速度情報測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体内を脈波が伝播する速度に関連する脈波伝播速度情報を測定する脈波伝播速度情報測定装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

脈波伝播速度情報は、生体の所定の2部位において脈波または心拍同期波を検出し、2つの波において互いに対応する所定部位が検出された時点の時間差から算出される。脈波伝播速度情報は種々の診断に利用されており、たとえば、動脈の硬化によって脈波伝播速度情報の大きさが変化することから、脈波伝播速度情報から動脈硬化度が診断されている（たとえば、特許文献1参照）。また、脈波伝播速度情報は血圧の変動に伴って変動することから、脈波伝播速度情報から血圧を連続的に推定することも行われている（たとえば、特許文献2参照）。

【0003】

上述のように脈波伝播速度情報は血圧の変動に伴って変動することから、脈波伝播速度情報から動脈硬化を診断する場合には、その脈波伝播速度情報が測定されたときの血圧値が考慮される。また、脈波伝播速度情報から血圧を連続的に推定する場合にも、一旦、脈波伝播速度情報と血圧値との対応関係を決定する必要があることから、脈波伝播速度情報が測定されたときの血圧値が必要となる。

【0004】

このように、脈波伝播速度情報に基づく診断は、同時に血圧値が必要となる場合が多い。ところで、血圧は常に変動している。従って、脈波伝播速度情報と共に血圧を測定する場合に、脈波伝播速度情報の測定時と血圧の測定時が同時であることが好ましい。

【0005】

しかし、血圧測定中に検出される脈波に基づいて求めた脈波伝播速度情報は、以下の理由により精度が悪いという問題があった。すなわち、カフによって圧迫されている状態では、動脈の内圧がカフの圧迫圧力以上とならないとその動脈は

脈動しないので、カフによって血圧を測定しているときに検出される脈波は、カフからの圧迫により脈波の低圧成分が失われている。脈波は、左心室から血液が駆出される際に生じ末梢方向へ向かう進行波と、その進行波が末梢の血管分岐部で反射して生じ、心臓側へ向かう一次反射波や、その一次反射波が大動脈弁で反射して生じる二次反射波などの複数の反射波の重なりであるが、反射の回数が増えるほどその反射波の圧力は低くなるので、カフからの圧迫により低圧成分が失われる場合には、高次の反射波に由来する成分が先に失われる。そのため、カフからの圧迫により低圧成分が失われると、脈波の形状が変化し、ピーク位置なども変化する。また、低圧成分が失われる程度は、カフの圧迫圧力とそのカフにより圧迫される動脈の血圧との関係により決まるが、血圧測定中はカフの圧迫圧力は徐速変化し、また、動脈の血圧も常に変動していることから、低圧成分が失われる程度は一定しない。そのため、血圧測定中は、ピーク位置など脈波伝播速度情報を算出するための基準点がカフの圧迫圧力の変化や動脈の血圧の変化に影響されて変動する。従って、血圧測定中に検出される脈波を使って算出した脈波伝播速度情報は、精度が悪いという問題があった。

【 0 0 0 6 】

そこで、特許文献 2 では、検出される脈波がカフからの圧迫の影響を受けない範囲で脈波伝播測定用の脈波の検出時期を血圧測定時にできるだけ近づけるために、血圧測定のためのカフによる圧迫開始の直前あるいは直後に脈波を測定し、その脈波を用いて脈波伝播時間を算出している。

【 0 0 0 7 】

【特許文献 1】

特開平 9 - 1 4 0 6 7 9 号公報

【特許文献 2】

特開平 7 - 3 1 5 9 3 号公報

【 0 0 0 8 】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、血圧は極めて短い間に大きく変動する場合があることから、より正確な診断をするためには、血圧決定時にできるだけ近い時点で検出した脈波に基づ

いて、正確な脈波伝播速度情報を算出することが望まれる。

【0009】

本発明は以上の事情を背景として為されたもので、その目的とするところは、
血圧測定中に検出される脈波に基づいて、正確な脈波伝播速度情報を得ることが
できる脈波伝播速度情報測定装置を提供することにある。

【0010】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するための本発明は、(a)生体の所定の第1部位に装着される
第1カフと、(b)前記生体の所定の第2部位に装着される第2カフと、(c)その第
1カフの圧迫圧力と第2カフの圧迫圧力とを等しい状態に保持しつつ、血圧測定
のために、それら第1カフの圧迫圧力および第2カフの圧迫圧力を徐速変化させ
るカフ圧制御手段と、(d)そのカフ圧制御手段により前記第1カフの圧迫圧力お
よび前記第2カフの圧迫圧力が徐速変化させられている過程でその第1カフによ
り検出される第1脈波およびその第2カフにより検出される第2脈波の互いに対
応する所定部位間の時間差に基づいて、前記生体内を脈波が伝播する速度に関連
する脈波伝播速度情報を算出する脈波伝播速度情報算出手段とを含むことを特徴
とする脈波伝播速度情報測定装置である。

【0011】

【発明の効果】

この発明によれば、脈波伝播速度情報算出手段において脈波伝播速度情報の算
出に用いられる第1脈波は、第1カフの圧迫圧力が徐速変化させられている過程
で検出される脈波であることから、その圧迫により低圧成分が消失してしまっ
ているが、カフ圧制御手段により、第1カフの圧迫圧力の徐速変化中は第1カフお
よび第2カフの圧迫圧力は等しくされていることから、脈波伝播速度情報の算出
に用いられる第2脈波も低圧成分が消失しているので、それら第1脈波および第
2脈波の低圧成分の消失が脈波伝播速度情報の算出に与える影響は小さくなる。
従って、血圧測定中に検出される脈波に基づいて正確な脈波伝播速度情報を得る
ことができる。

【0012】

ここで、好ましくは、前記脈波伝播速度情報算出手段は、第1カフの圧迫圧力がその第1カフ装着部位における血圧と同じ圧力となった時に、その第1カフおよび前記第2カフによりそれぞれ検出される第1脈波および第2脈波に基づいて、前記脈波伝播速度情報を算出する。このようにすれば、第1カフの圧迫圧力が第1カフ装着部位の血圧と同じ圧力となったときに検出される第1脈波および第2脈波に基づいて脈波伝播速度情報が算出されることから、血圧決定時の正確な脈波伝播速度情報を得ることができる。

【0013】

上記「第1カフの圧迫圧力がその第1カフ装着部位における血圧と同じ圧力となった時」における「血圧」は、最高血圧、平均血圧、最低血圧のいずれでもよいが、診断においては最高血圧または最低血圧が重要である場合が多いので、最高血圧が好ましい。すなわち、前記脈波伝播速度情報算出手段は、第1カフの圧迫圧力がその第1カフ装着部位における最高血圧または最低血圧と同じ圧力となった時に、その第1カフおよび前記第2カフによりそれぞれ検出される第1脈波および第2脈波に基づいて、前記脈波伝播速度情報を算出することが好ましい。

【0014】

【発明の好適な実施の形態】

以下、本発明の好適な実施の形態について図面を参照しつつ詳細に説明する。図1は、本発明の脈波伝播速度情報測定装置としての機能を備えた動脈硬化診断装置10の構成を説明するブロック線図である。この動脈硬化診断装置10は、動脈硬化を診断するための生体情報として、脈波伝播速度PWV、上腕血圧値BP(B)、足首血圧値BP(A)、および足首上腕血圧指数ABIを測定または算出して、それらの値を表示する機能を備えている。この動脈硬化診断装置10による測定は、上腕と足首とが略同じ高さとなるように、患者が伏臥位・側臥位・側臥位のいずれかの状態で測定される。

【0015】

図1において、動脈硬化診断装置10は、足首12における血圧を測定し、下肢血圧測定装置として機能する足首血圧測定装置16、および上腕14における血圧を測定し、上肢血圧測定装置として機能する上腕血圧測定装置18を備えて

いる。

【0016】

足首血圧測定装置16は、患者の足首12に巻回され、第2カフとして機能する足首用カフ20と、この足首用カフ20に配管22を介してそれぞれ接続された圧力センサ24、調圧弁26を備えている。調圧弁26には、さらに、配管27を介して空気ポンプ28が接続されている。上記足首用カフ20は、布製帯状袋内にゴム製袋を収容した構造である。調圧弁26は、空気ポンプ28から供給される圧力の高い空気を、その圧力を調圧して足首用カフ20内へ供給し、或いは、足首用カフ20内の空気を排気することにより足首用カフ20内の圧力を調圧する。

【0017】

圧力センサ24は、足首用カフ20内の圧力を検出してその圧力を表す圧力信号SP1を静圧弁別回路30および脈波弁別回路32にそれぞれ供給する。静圧弁別回路30はローパスフィルタを備え、圧力信号SP1に含まれる定常的な圧力すなわち足首用カフ20の圧迫圧力（以下、この圧力を足首カフ圧 PC_A という）を表す足首カフ圧信号 SC_A を弁別して、その足首カフ圧信号 SC_A をA/D変換器34を介して電子制御装置36へ供給する。

【0018】

上記脈波弁別回路32はバンドパスフィルタを備え、圧力信号SP1の振動成分である足首脈波信号 SM_A を周波数的に弁別してその足首脈波信号 SM_A をA/D変換器38を介して電子制御装置36へ供給する。この足首脈波信号 SM_A は、足首用カフ20により検出される足首脈波を表し、本実施例では、足首用カフ20が第2カフであることから、足首脈波が第2脈波である。

【0019】

上腕血圧測定装置18は、上腕14に巻回され、第1カフとして機能する上腕用カフ40、および前記足首血圧測定装置16に備えられたものと同一の構成を有する圧力センサ44、調圧弁46、空気ポンプ47、静圧弁別回路48、脈波弁別回路50を備えており、上腕用カフ40と圧力センサ44および調圧弁46とは配管42により相互に接続されており、調圧弁46と空気ポンプ47とは配

管 4 3 により接続されている。

【 0 0 2 0 】

圧力センサ 4 4 は、上腕用カフ 4 0 内の圧力を表す圧力信号 SP2 を、静圧弁別回路 4 8 および脈波弁別回路 5 0 にそれぞれ供給する。静圧弁別回路 4 8 は圧力信号 SP2 に含まれる定常的な圧力すなわち上腕用カフ 4 0 の圧迫圧力（以下、この圧力を上腕カフ圧 PC_B という）を表す上腕カフ圧信号 SC_B を弁別して、その上腕カフ圧信号 SC_B を A/D 変換器 5 2 を介して電子制御装置 3 6 へ供給し、脈波弁別回路 5 0 は、圧力信号 SP2 の振動成分である上腕脈波信号 SM_B を周波数的に弁別してその上腕脈波信号 SM_B を A/D 変換器 5 4 を介して電子制御装置 3 6 へ供給する。この上腕脈波信号 SM_B は、上腕用カフ 4 0 により検出される上腕脈波を表し、上腕用カフ 4 0 が第 1 カフであることから、上腕脈波が第 1 脈波である。

【 0 0 2 1 】

入力装置 6 0 は、患者の身長 T が入力されるための図示しない複数の数字入力キーを備えており、入力された患者の身長 T を表す身長信号 ST を電子制御装置 3 6 へ供給する。

【 0 0 2 2 】

上記電子制御装置 3 6 は、CPU 6 2、ROM 6 4、RAM 6 6、および図示しない I/O ポート等を備えた所謂マイクロコンピュータであり、CPU 6 2 は、ROM 6 4 に予め記憶されたプログラムに従って RAM 6 6 の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行することにより、I/O ポートから駆動信号を出力して 2 つの空気ポンプ 2 8、4 7 および 2 つの調圧弁 2 6、4 6 を制御する。CPU 6 2 は、その空気ポンプ 2 8、4 7 および調圧弁 2 6、4 6 を制御することにより、足首用カフ 2 0 内の圧力および上腕用カフ 4 0 内の圧力を制御する。また、CPU 6 2 は、電子制御装置 3 6 に供給される信号に基づいて演算処理を実行することにより、上腕血圧値 BP(B) および足首血圧値 BP(A) を測定し、また、脈波伝播速度 PWV および足首上腕血圧指数 ABI を算出し、それら上腕血圧値 BP(B)、足首血圧値 BP(A)、脈波伝播速度 PWV、足首上腕血圧指数 ABI を表示器 6 8 に表示する。

【 0 0 2 3 】

図 2 は、電子制御装置 3 6 の制御機能の要部を示す機能ブロック線図である。

カフ圧制御手段 7 0 は、後述する上腕血圧値決定手段 7 2 からの指令信号に従って、静圧弁別回路 3 0、4 8 から供給される足首カフ圧信号 SC_A および上腕カフ圧信号 SC_B に基づいて足首カフ圧 PC_A および上腕カフ圧 PC_B を判断しつつ、2 つの空気ポンプ 2 8、4 7 およびその 2 つの空気ポンプ 2 8、4 7 にそれぞれ接続された 2 つの調圧弁 2 6、4 6 を制御して、足首カフ圧 PC_A および上腕カフ圧 PC_B を以下のように制御する。すなわち、足首カフ圧 PC_A を足首 1 2 における最高血圧値よりも高い所定の第 1 目標圧力値 PC_{M1} (たとえば 240mmHg) まで急速昇圧させるとともに、上腕カフ圧 PC_B を上腕 1 4 における最高血圧値よりも高い所定の第 2 目標圧力値 PC_{M2} (たとえば 180mmHg) まで急速昇圧させる。次に、まず足首カフ圧 PC_A の徐速降圧を開始し、足首カフ圧 PC_A が上記第 2 目標圧力値 PC_{M2} となったら、上腕カフ圧 PC_B の徐速降圧も開始させて、2 つのカフ圧 PC_A 、 PC_B を等しい状態に保ちつつ、それら 2 つのカフ圧 PC_A 、 PC_B を徐速降圧させる。そして、足首最低血圧値 $BP(A)_{DIA}$ および上腕最低血圧値 $BP(B)_{DIA}$ が決定された後、足首カフ圧 PC_A および上腕カフ圧 PC_B を大気圧とする。

【 0 0 2 4 】

上腕血圧値決定手段 7 2 は、カフ圧制御手段 7 0 により上腕カフ圧 PC_B が徐速降圧させられる過程で逐次検出される上腕脈波の振幅に基づいて、良く知られたオシロメトリックアルゴリズムにより上腕最高血圧値 $BP(B)_{SYS}$ ・上腕最低血圧値 $BP(B)_{DIA}$ ・上腕平均血圧値 $BP(B)_{MEAN}$ を決定する。上記オシロメトリックアルゴリズムでは、たとえば、逐次検出される上腕脈波から、図 3 に示すような振幅列を作成し、各振幅の頂点を結んで得られる包絡線の立ち上がり点における上腕カフ圧 PC_B を上腕最高血圧値 $BP(B)_{SYS}$ とし、その包絡線のピーク点における上腕カフ圧 PC_B を上腕平均血圧値 $BP(B)_{MEAN}$ とし、その包絡線を微分した微分曲線の変曲点(包絡線の立ち下がり点)における上腕カフ圧 PC_B を上腕最低血圧値 $BP(B)_{DIA}$ とする。

【 0 0 2 5 】

足首血圧値決定手段 7 4 は、カフ圧制御手段 7 0 により足首カフ圧 PC_A が徐速降圧させられている過程で逐次検出される足首脈波の振幅に基づいて、上腕血圧値決定手段 7 2 と同様のオシロメトリックアルゴリズムにより、足首最高血圧値

$BP(A)_{SYS}$ ・足首最低血圧値 $BP(A)_{DIA}$ ・足首平均血圧値 $BP(A)_{MEAN}$ を決定する。

【0026】

下肢上肢血圧指数算出手段として機能する足首上腕血圧指数算出手段76は、足首血圧値決定手段74により決定された足首血圧値 $BP(A)$ と、上腕血圧値決定手段72により決定された上腕血圧値 $BP(B)$ において上記足首血圧値 $BP(A)$ に対応するものに基づいて足首上腕血圧指数ABIを算出し、その算出した足首上腕血圧指数ABIを表示器68に表示する。ここで、足首血圧値 $BP(A)$ に対応する上腕血圧値 $BP(B)$ とは、最高血圧値同士などを意味する。また、足首上腕血圧指数ABIは、足首血圧値 $BP(A)$ を上腕血圧値 $BP(B)$ で割ることによって、或いは、上腕血圧値 $BP(B)$ を足首血圧値 $BP(A)$ で割ることによって算出できる。

【0027】

脈波伝播速度情報算出手段として機能する脈波伝播速度算出手段78は、足首カフ圧 PC_A および上腕カフ圧 PC_B がともに徐速降圧させられている過程で足首用カフ20および上腕用カフ40によりそれぞれ検出される足首脈波および上腕脈波（すなわち、脈波弁別回路32から供給される足首脈波信号 SM_A および脈波弁別回路50から供給される上腕脈波信号 SM_B ）を用いて、足首脈波の所定部位（たとえばピーク）と上腕脈波においてその所定部位に対応する部位とをそれぞれ決定し、2つの部位の検出時間差を算出する。この時間差は、心臓から足首12まで脈波が伝播する時間と、心臓から上腕14まで脈波が伝播する時間との差であり、足首12と上腕14との間における脈波伝播時間DTを意味する。

【0028】

上記脈波伝播速度PWVの算出に用いる足首脈波および上腕脈波は、足首カフ圧 PC_A および上腕カフ圧 PC_B がともに徐速降圧させられている過程で得られる脈波であればどの時点の脈波でもよいが、脈波伝播速度PWVに基づく診断においては、その脈波伝播速度PWVを決定したときの血圧値が知りたいので、上腕最高血圧値 $BP(B)_{SYS}$ 、上腕平均血圧値 $BP(B)_{MEAN}$ 、上腕最低血圧値 $BP(B)_{DIA}$ 、足首最高血圧値 $BP(A)_{SYS}$ 、足首平均血圧値 $BP(A)_{MEAN}$ 、足首最低血圧値 $BP(B)_{DIA}$ のいずれかが決定された時点の脈波を用いるのが好ましく、特に、診断においては血圧値として上腕最高血圧値 $BP(B)_{SYS}$ が用いられることが多いので、本実施例では、上腕最高

血圧値BP(B)_{SYS}が決定された時点の足首脈波および上腕脈波を用いることとする。なお、本実施例のようにオシロメトリックアルゴリズムにより血圧値を決定する場合には、上腕最高血圧値BP(B)_{SYS}が決定された時点とは、前述のように、図3に示す包絡線の立ち上がり時点を意味する。

【 0 0 2 9 】

さらに、脈波伝播速度算出手段78は、入力装置60から供給される患者の身長Tを、身長Tと距離差Lとの間の予め記憶された関係である式1に代入することにより、心臓から足首12までの伝播距離と心臓から上腕14までの伝播距離との距離差Lを求め、得られた距離差Lと上記脈波伝播時間DTとを、式2に代入することにより脈波伝播速度PWV(cm/sec)を算出し、算出した脈波伝播速度PWVを表示器68に表示する。

$$(式1) \quad L=aT+b$$

(a,bは、実験に基づいて決定された定数)

$$(式2) \quad PWV=L/DT$$

【 0 0 3 0 】

ここで、脈波伝播速度算出手段78により算出される脈波伝播速度PWVの精度について説明する。上腕カフ圧PC_Aが上腕最高血圧値BP(B)_{SYS}となっている状態では、上腕カフ圧PC_Aが高いことに起因して、上腕用カフ40により検出される上腕脈波は低圧成分が消失しているのもので、その上腕脈波は、上腕カフ圧PC_Aが上腕最低血圧値BP(B)_{DIA}以下となっている状態で検出される上腕脈波とは形状が異なっている。(なお、カフ圧PC_Aが上腕最高血圧値BP(B)_{SYS}となっている状態では、上腕用カフ40により圧迫されている部分の動脈は脈動していないが、上腕用カフ40よりも上流側の脈動が上腕用カフ40に伝達されるので上腕脈波は検出される。)しかし、上腕脈波の低圧成分が消失していても、足首脈波にも、足首カフ圧PC_Bが上腕最高血圧値BP(B)_{SYS}とされた状態で検出されたものが用いられているので、その足首脈波も低圧成分が消失している。低圧成分の消失の程度は、カフ圧と動脈圧との関係にも影響され、また、上腕血圧BP(B)と足首血圧BP(A)とは通常は異なるので、上腕脈波における低圧成分の消失の程度と足首脈波における低圧成分の消失の程度は、通常は一致しないと考えられる。しかしながら

、上腕脈波および足首脈波は、ともに低圧成分が消失しているので、低圧成分の消失が脈波伝播速度PWVに与える影響は少ない。従って、血压測定のために徐速降圧させられている時にカフ20、40により検出される脈波を用いているにも拘わらず、精度の良い脈波伝播速度PWVが得られるのである。

【0031】

図4および図5は、図2に示した電子制御装置36のカフ圧制御機能および血压測定機能をさらに具体化し、フローチャートにして示す図であり、図6は、図4および図5のフローチャートに従って制御されるカフ圧 PC_A 、 PC_B の変化を示す図である。なお、図4および図5に示すルーチンは、入力装置60から患者の身長Tを表す身長信号STが予め供給されていることを条件として、図示しないスタートボタンの操作により開始し、また、図4および図5は、割り込み処理或いは時分割処理などによって、互いに並列的に実行するようになっている。

【0032】

まず、図4に示すルーチンを説明する。図4において、ステップSA1（以下、ステップを省略する。）では、空気ポンプ28を駆動させ且つ調圧弁26を制御することにより、足首カフ圧 PC_A の急速昇圧を開始する。図6の t_0 はこの時点を示している。

【0033】

続くSA2では、足首カフ圧 PC_A がたとえば240mmHgに設定された第1目標圧力値 PC_{M1} 以上となったか否かを判断する。この判断が否定された場合には、このSA2を繰り返し実行する。SA2の判断が繰り返されている間は、足首カフ圧 PC_A の急速昇圧が継続される。一方、SA2の判断が肯定された場合には、続くSA3において、空気ポンプ28を停止させ、調圧弁26を制御することにより、足首カフ圧 PC_A の5mmHg/sec程度の予め設定された速度での徐速降圧を開始する。図6の t_1 はこの時点を示している。

【0034】

続くSA4では血压値決定ルーチンを実行する。すなわち、脈波弁別回路32から逐次供給される足首脈波信号 SM_A が表す足首脈波を記憶するとともに、その足首脈波の振幅を一拍毎に決定し、その振幅の変化に基づいて良く知られたオシ

ロメトリック方式の血圧値決定アルゴリズムに従って足首最高血圧値 $BP(A)_{SYS}$ 、足首平均血圧値 $BP(A)_{MEAN}$ 、足首最低血圧値 $BP(A)_{DIA}$ を決定する。続くSA5では、足首血圧値 $BP(A)$ の決定が完了したか否かを判断する。このSA5の判断が否定された場合には、前記SA4以下を繰り返し実行する。

【0035】

一方、SA5の判断が肯定された場合には、続くSA6において、調圧弁26を制御することにより、足首カフ圧 PC_A を大気圧まで排圧する。図6のt5はこの時点を示している。そして、続くSA7では、上記SA4で決定した足首血圧値 $BP(A)$ を表示器68に表示する。なお、図4では、SA4、SA5およびSA7が足首血圧値決定手段74に相当する。

【0036】

次に、図5に示すルーチンを説明する。まず、SB1では、上腕カフ圧 PC_B の昇圧開始時期となったか否かを判断する。すなわち、足首カフ圧 PC_A の急速昇圧開始からの経過時間が予め設定された遅延時間を経過したか否かを判断する。この遅延時間は、足首カフ圧 PC_A がたとえば180mmHgに設定された第2目標圧力値 PC_{M2} （すなわち降圧開始圧）まで低下する前に、上腕カフ圧 PC_B をその第2目標圧力値 PC_{M2} まで昇圧することができ、且つ、上腕カフ圧 PC_B を第2目標圧力値 PC_{M2} に保持する時間ができるだけ短くなるように予め設定されている。このSB1の判断が否定された場合には、SB1を繰り返し実行する。

【0037】

一方、SB1の判断が肯定された場合には、続くSB2において、空気ポンプ47を起動させ、且つ、調圧弁46を制御することにより、上腕カフ圧 PC_B の急速昇圧を開始する。図6のt2はこの時点を示している。

【0038】

続くSB3では、上腕カフ圧 PC_B がたとえば180mmHgに設定された第2昇圧目標値 PC_{M2} 以上となったか否かを判断する。この判断が否定された場合には、SB3を繰り返し実行する。SB3の判断が繰り返されている間は、上腕カフ圧 PC_B の急速昇圧が継続される。一方、SB3の判断が肯定された場合には、続くSB4において、空気ポンプ47を停止させ、且つ、調圧弁46を制御することにより

、上腕カフ圧 PC_B をその圧力に保持する。図6の $t3$ はこの時点を示している。

【0039】

続くSB5では、足首カフ圧 PC_B が第2目標圧力値 PC_{M2} 以下まで低下したか否かを判断する。この判断が否定された場合には、SB5の判断を繰り返し実行する。SB5の判断が繰り返されている間は、上腕カフ圧 PC_B は保持される。一方、SB5の判断が肯定された場合には、続くSB6において、調圧弁46を制御することにより、足首カフ圧 PC_A の徐速降圧速度と同じ速度での上腕カフ圧 PC_B の徐速降圧を開始する。図6の $t4$ はこの時点を示している。

【0040】

続くSB7では血圧値決定ルーチンを実行する。すなわち、脈波弁別回路50から逐次供給される上腕脈波信号 SM_B が表す上腕脈波を記憶するとともに、その上腕脈波の振幅を一拍毎に決定し、その振幅の変化に基づいて良く知られたオシロメトリック方式の血圧値決定アルゴリズムに従って上腕最高血圧値 $BP(B)_{SYS}$ 、上腕平均血圧値 $BP(B)_{MEAN}$ 、上腕最低血圧値 $BP(B)_{DIA}$ を決定する。続くSB8では、上腕血圧値 $BP(B)$ の決定が完了したか否かを判断する。このSB8の判断が否定された場合には、前記SB7以下を繰り返し実行する。

【0041】

一方、SB8の判断が肯定された場合には、続くSB9において、調圧弁46を制御することにより、上腕カフ圧 PC_B を大気圧まで排圧する。図6の $t6$ はこの時点を示している。そして、続くSB10では、上記SB7で決定した上腕血圧値 $BP(B)$ を表示器68に表示する。なお、図5では、SB7、SB8およびSB10が上腕血圧値決定手段72に相当し、また、図4乃至図5では、SA1乃至SA3、SA6、SB1乃至SB6、およびSB9がカフ圧制御手段70に相当する。

【0042】

図4および図5が終了した場合には、続いて図7に示す演算ルーチンを実行する。まず、SC1では、図4のSA4において足首最高血圧値 $BP(A)_{SYS}$ を決定したときの足首脈波、および図5のSB7において上腕最高血圧値 $BP(B)_{SYS}$ を決定したときの上腕脈波を用い、それら足首脈波と上腕脈波のピークをそれぞれ決定

し、その2つのピーク間の時間差を、脈波伝播時間DTとして算出する。

【0043】

そして、続くSC2では、予め供給されている患者の身長Tを前記式1に代入することにより距離差Lを算出する。そして、続くSC3では、SC1で算出した脈波伝播時間DTと、SC2で算出した距離差Lとを、前記式2に代入することにより脈波伝播速度PWVを算出し、その算出した脈波伝播速度PWVを表示器68に表示する。なお、上記SC1乃至SC3が脈波伝播速度算出手段78に相当する。

【0044】

続いて、足首上腕血圧指数算出手段76に相当するSC4では、図4のSA4で決定した足首最高血圧値 $BP(A)_{SYS}$ を、図5のSB7で決定した上腕最高血圧値 $BP(B)_{SYS}$ で割ることにより足首上腕血圧指数ABIを算出し、その算出した足首上腕血圧指数ABIを表示器68に表示する。

【0045】

上述の実施例によれば、脈波伝播速度算出手段78（SC1乃至SC3）において脈波伝播速度PWVの算出に用いられる上腕脈波は、上腕用カフ40の圧迫圧力が徐速変化させられている過程で検出される脈波であることから、その圧迫により低圧成分が消失してしまっているが、カフ圧制御手段70（SA1乃至SA3、SA6、SB1乃至SB6、およびSB9）により、上腕用カフ40の圧迫圧力の徐速変化中は上腕用カフ40および足首用カフ20の圧迫圧力は等しくされていることから、脈波伝播速度PWVの算出に用いられる足首脈波も低圧成分が消失しているので、それら上腕脈波および足首脈波の低圧成分の消失が脈波伝播速度PWVの算出に与える影響は小さくなる。従って、血圧測定中に検出される脈波に基づいて正確な脈波伝播速度PWVを得ることができる。

【0046】

特に、本実施例によれば、上腕用カフ40の圧迫圧力が上腕最高血圧値 $BP(B)_{SYS}$ と同じ圧力となったときに検出される上腕脈波および足首脈波に基づいて脈波伝播速度PWVが算出されることから、上腕最高血圧決定時の正確な脈波伝播速度PWVを得ることができる。

【 0 0 4 7 】

以上、本発明の一実施形態を図面に基づいて説明したが、本発明は他の態様においても適用される。

【 0 0 4 8 】

たとえば、前述の実施例では、上腕用カフ 4 0 が第 1 カフであり、足首用カフ 2 0 が第 2 カフであったが、前述の実施例とは逆に、足首用カフ 2 0 が第 1 カフであり、上腕用カフ 4 0 が第 2 カフであってもよい。また、カフ装着部位は、上腕、足首に限定されず、いずれか一方または両方の装着部位が大腿部や指とされてもよい。また、それら大腿部や指に装着されるカフは、第 1 カフとして機能しても第 2 カフとして機能してもよい。

【 0 0 4 9 】

また、前述の実施例では、脈波伝播速度 PWV を算出するための脈波の基準点はピークであったが、その基準点として立ち上がり点が用いられてもよい。

【 0 0 5 0 】

以上、本発明の実施例を図面に基づいて詳細に説明したが、これはあくまでも一実施形態であり、本発明は当業者の知識に基づいて種々の変更、改良を加えた態様で実施することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の脈波伝播速度情報測定装置としての機能を備えた動脈硬化診断装置の構成を説明するブロック線図である。

【図 2】

図 1 の電子制御装置の制御機能の要部を示す機能ブロック線図である。

【図 3】

上腕脈波の振幅により構成される振幅列の一例を、上腕カフ圧軸と上腕脈波の振幅軸とからなる二次元グラフに示す図である。

【図 4】

図 2 に示した電子制御装置のカフ圧制御機能および血圧測定機能をさらに具体化し、フローチャートにして示す図である。

【図 5】

図 2 に示した電子制御装置のカフ圧制御機能および血圧測定機能をさらに具体化し、フローチャートにして示す図である。

【図 6】

図 4 および図 5 のフローチャートに従って制御されるカフ圧 PC_A , PC_B の変化を示す図である。

【図 7】

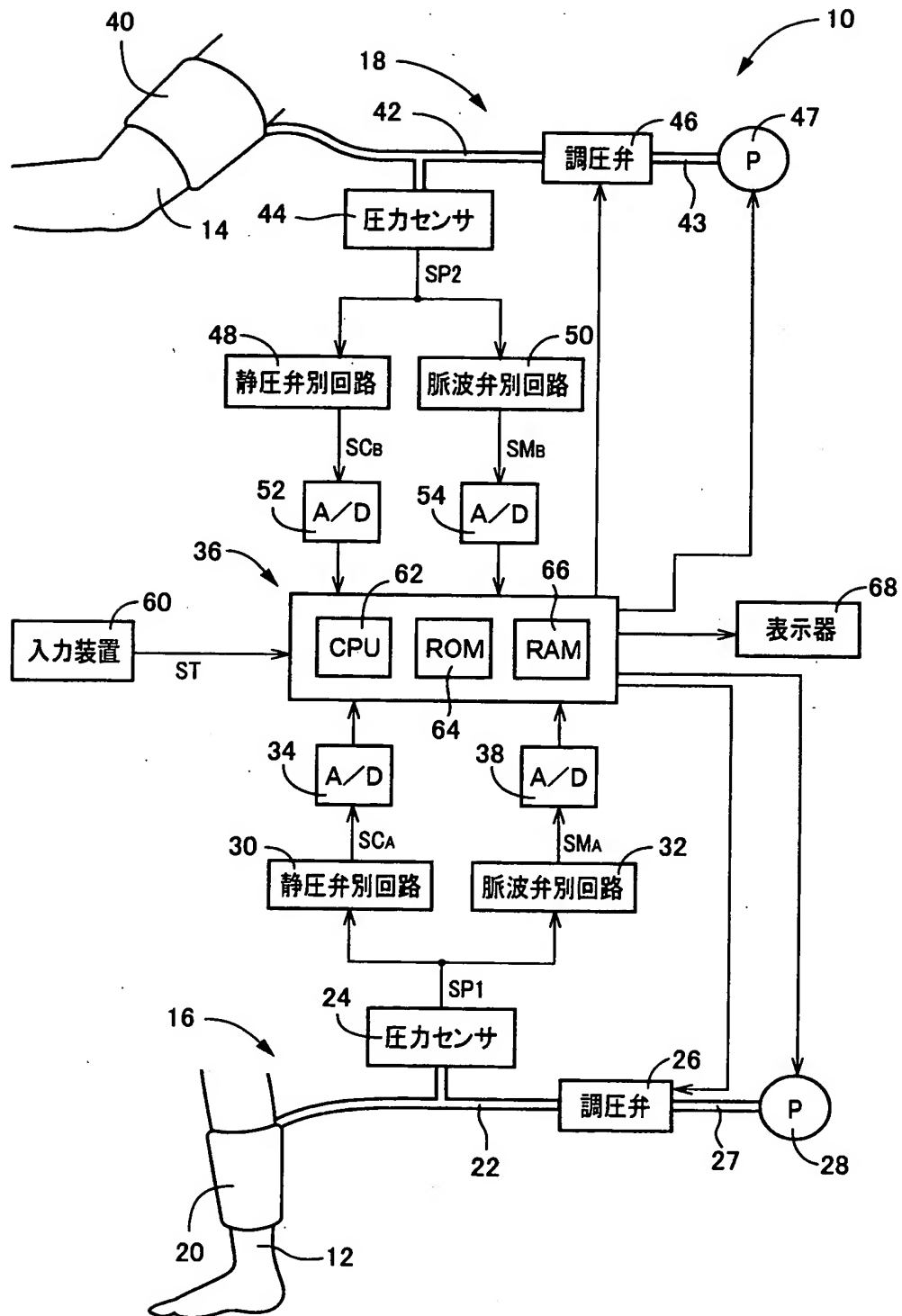
図 2 に示した電子制御装置の演算制御機能をフローチャートにして示す図であって、図 4 および図 5 に続いて実行する演算ルーチンを示す図である。

【符号の説明】

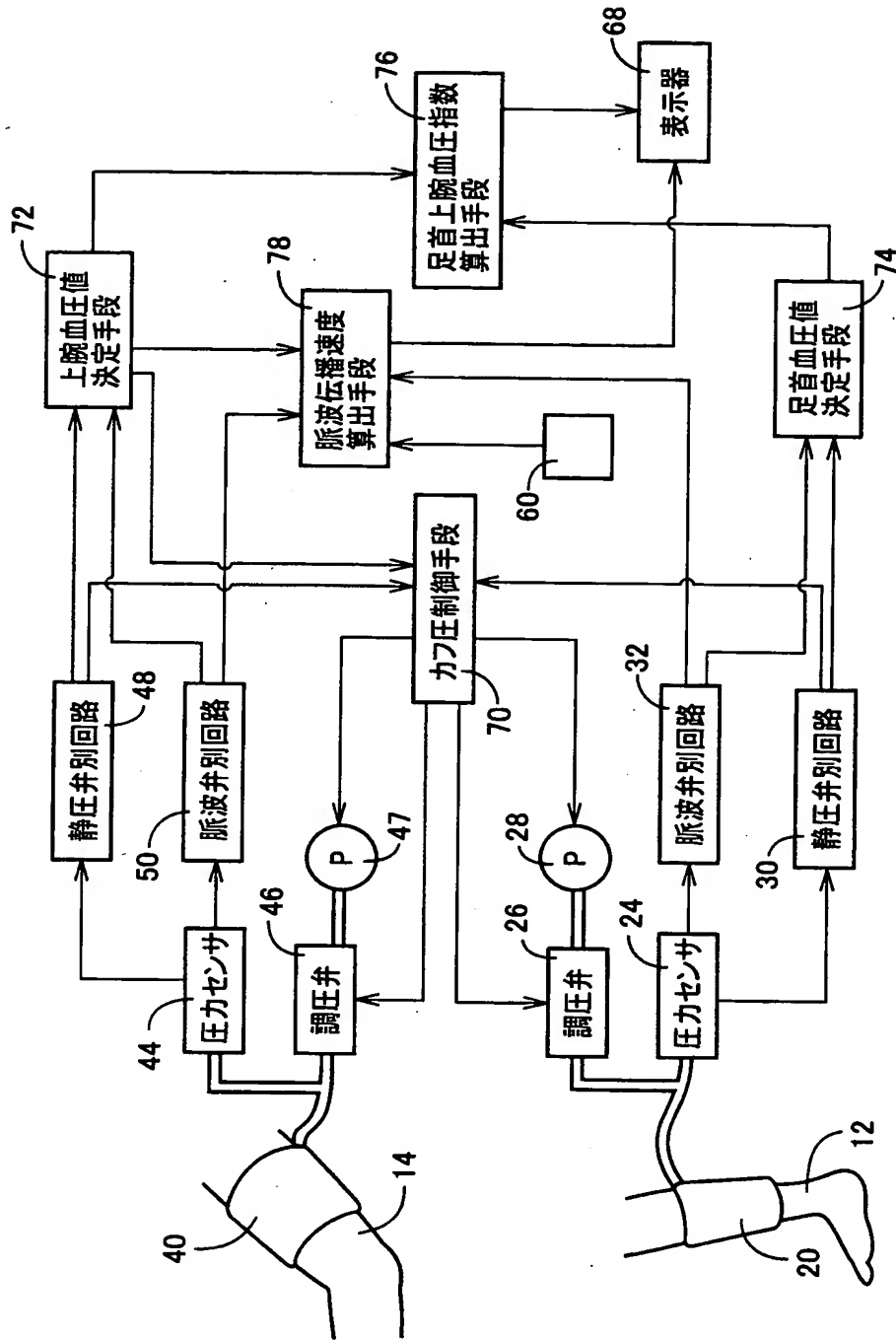
- 1 0 : 動脈硬化診断装置 (脈波伝播速度情報測定装置)
- 1 2 : 足首 (第 2 部位)
- 1 4 : 上腕 (第 1 部位)
- 2 0 : 足首用カフ (第 2 カフ)
- 4 0 : 上腕用カフ (第 1 カフ)
- 7 0 : カフ圧制御手段
- 7 2 : 上腕血圧値決定手段
- 7 4 : 足首血圧値決定手段
- 7 8 : 脈波伝播速度算出手段

【書類名】 図面

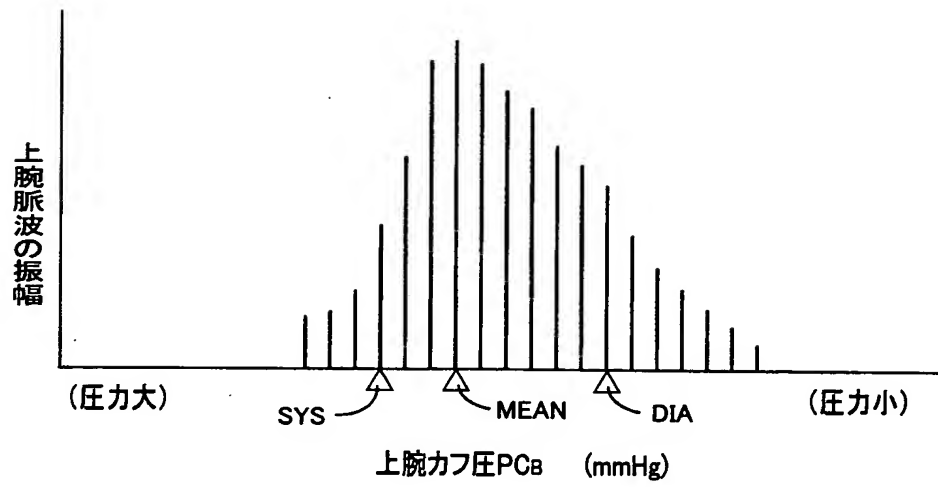
【図 1】



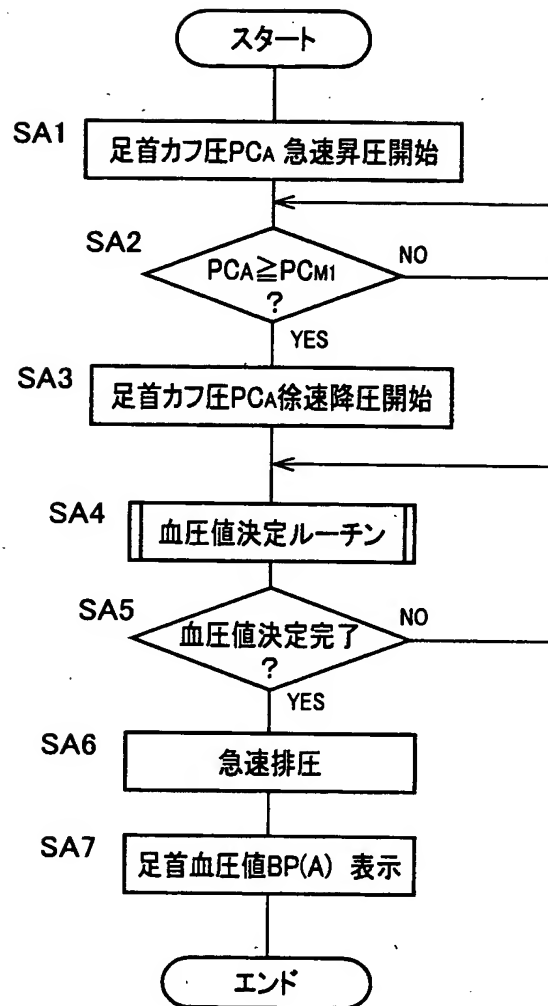
【図 2】



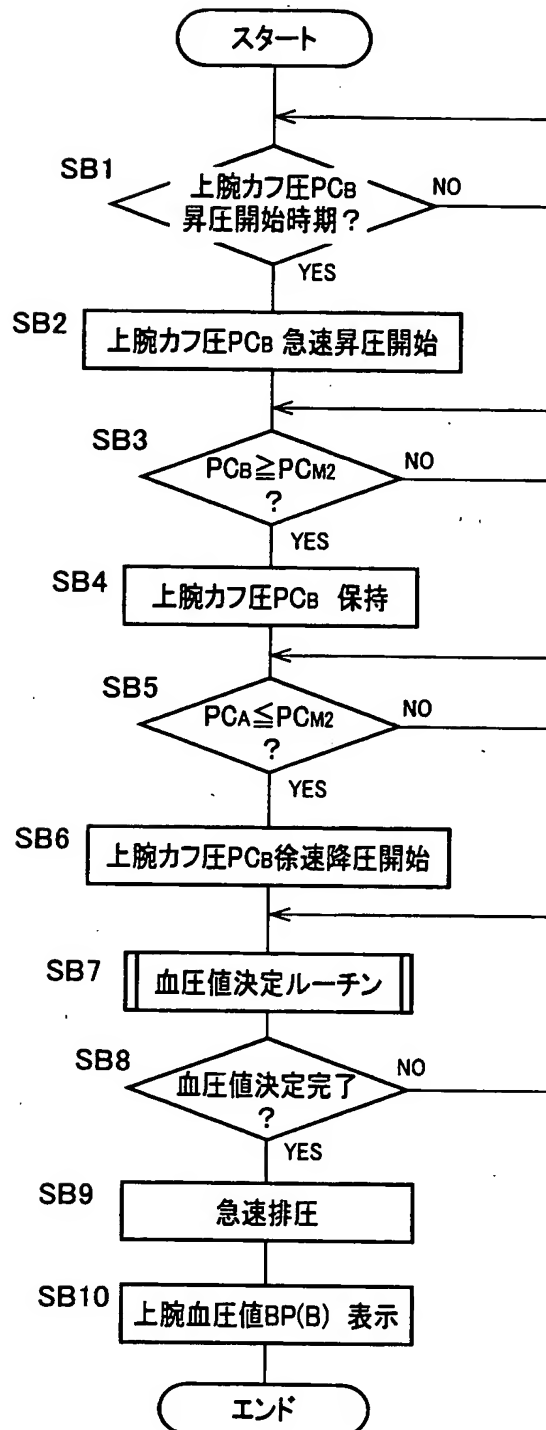
【図 3】



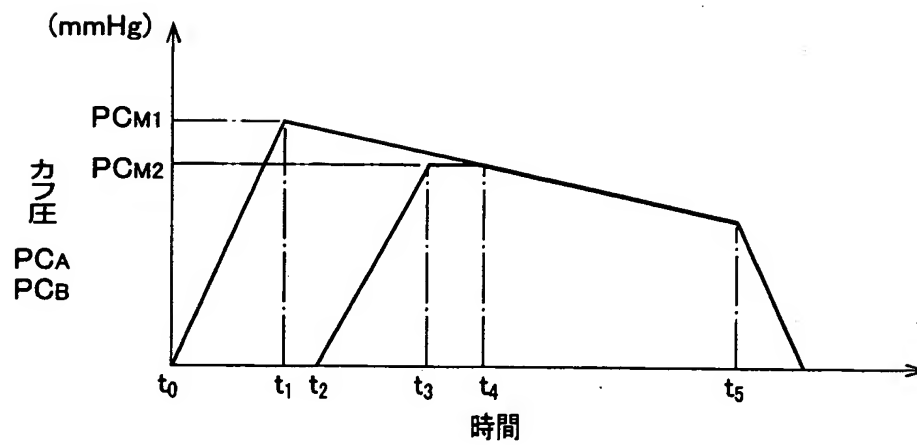
【図 4】



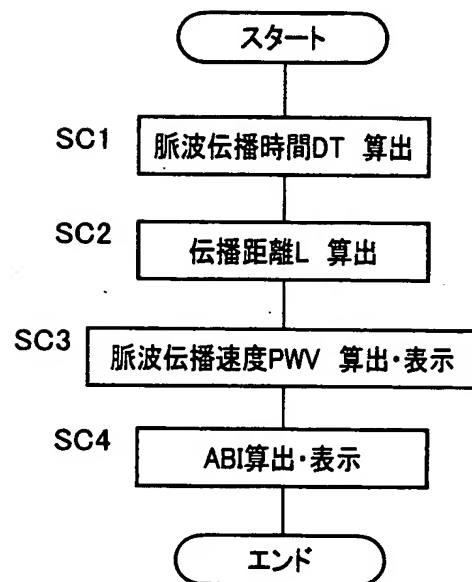
【図 5】



【図 6】



【図 7】



【書類名】

要約書

【要約】

【目的】 血圧測定中に検出される脈波に基づいて、正確な脈波伝播速度を得ることができる装置を提供する。

【解決手段】 上腕用カフ40と足首用カフ20とを備え、カフ圧制御手段70により、上腕用カフ40の圧迫圧力と足首用カフ20の圧迫圧力とを等しい状態に保持しつつ、血圧測定のために、それらの圧迫圧力を徐速変化させる。そして、脈波伝播速度算出手段78は、上腕用カフ40の圧迫圧力が上腕最高血圧値と同じ圧力となったときに検出される上腕脈波および足首脈波に基づいて脈波伝播速度PWVを算出する。このようにすると、上腕脈波は上腕用カフ40の圧迫により低圧成分が消失してしまっているが、足首脈波も低圧成分が消失しているので、それら上腕脈波および足首脈波の低圧成分の消失が脈波伝播速度PWVの算出に与える影響は小さくなる。従って、血圧測定中に検出される脈波に基づいて正確な脈波伝播速度PWVを得ることができる。

【選択図】

図4

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2003-053638
受付番号	50300333891
書類名	特許願
担当官	第八担当上席 0097
作成日	平成15年 3月 3日

<認定情報・付加情報>

【提出日】 平成15年 2月28日

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [390014362]

1. 変更年月日	1993年 1月22日
[変更理由]	名称変更
住 所	愛知県小牧市林2007番1
氏 名	日本コーリン株式会社